PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number:

2002-214127

(43)Date of publication of application: 31.07.2002

(51)Int.CI.

GO1N 21/17

A61B 1/00

A61B 10/00

G01B 9/02

G01B 11/24

GO1N 21/35

(21)Application number: 2001-353884

(71)Applicant: MASSACHUSETTS INST OF

TECHNOL <MIT>

(22)Date of filing:

27.02.1997

(72)Inventor: TEARNEY GUILLERMO

BOPPART STEPHEN A

BOUMA BRETT E BREZINSKI MARK SWANSON ERIC A FUJIMOTO JAMES G

(30)Priority

Priority number: 1996 607787

Priority date: 27.02.1996

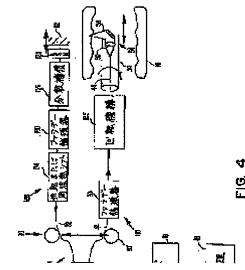
Priority country: US

(54) METHOD AND DEVICE FOR PERFORMING OPTICAL MEASUREMENT BY USING OPTICAL FIBER IMAGING GUIDE WIRE, CATHETER OR ENDOSCOPE

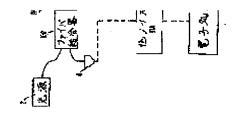
(57)Abstract:

PROBLEM TO BE SOLVED: To overcome the problems related to restrictions of a conventional imaging method and conventional technique, to provide a high-resolution image, and to enable a medical attender to observe treatment or to assist actively control of a treatment process during the treatment by being used during the medical treatment.

SOLUTION: This optical imaging system is equipped with an endoscope unit, and an interferometer for executing multi-dimensional scanning of a structure by utilizing an optical coherence tomography(OCT). In the system, high- resolution imaging of the structure is performed by



using the OCT. In the OCT, optical characteristics of the structure are measured by interference measurement by using a light source having a short coherence length or an adjustable frequency.



(19)日本国特許庁 (JP) (12) 公開特許公報 (A)

(11)特許出願公開番号 特開2002-214127 (P2002-214127A)

(43)公開日 平成14年7月31日(2002.7.31)

| (51) Int.Cl.7 | | 識別記号 | | FΙ | | | Ť | -7]-ド(参考) |
|---------------|-------|------|------|---------|--------|----|----------|-----------|
| G01N | 21/17 | 620 | | G01N | 21/17 | | 620 | 2F064 |
| A 6 1 B | 1/00 | 300 | | A 6 1 B | 1/00 | | 300T | 2F065 |
| | 10/00 | | | | 10/00 | | E | 2G059 |
| G01B | 9/02 | | | G 0 1 B | 9/02 | | | 4 C 0 6 1 |
| | 11/24 | | | G01N | 21/35 | | Z | |
| | | | 審査請求 | 有 讃 | 求項の数 1 | OL | (全 20 頁) | 最終頁に続く |

(21)出顯番号

特願2001-353884(P2001-353884)

(62)分割の表示

特願平9-531100の分割

(22)出顧日

平成9年2月27日(1997.2.27)

(31)優先権主張番号 08/607, 787

(32)優先日

平成8年2月27日(1996.2.27)

(33)優先権主張国

米国 (US)

(71)出額人 596096696

マサチューセッツ インスティテュート

オブ テクノロジー

Massachusetts Insti tute of Technology アメリカ合衆国 マサチューセッツ

02139, ケンプリッジ, マサチューセッツ

アペニュー 77

(74)代理人 100078282

弁理士 山本 秀策

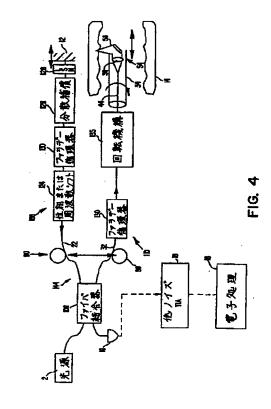
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 光ファイバ操像ガイドワイヤ、カテーテルまたは内視鏡を用いて光学測定を行う方法および装置

(57)【要約】

【課題】 従来の撮像方法および従来技術の制約に関連 する問題を克服することを目的とする。高解像度画像を 提供し、また、医療処置中に使用して、医療従事者が処 置を観察するか、または処置中に処置プロセスの制御を アクティブに補助することを目的とする。

【解決手段】 本発明の光学撮像システムは、内視鏡ユ ニットと、光学コヒーレンス断層撮影(〇СТ)方法を 利用して構造体の多次元走査を行う干渉計とを備えてい る。本発明はOCTを用いて、構造体の高解像度撮像を 行う。OCTは、コヒーレンス長が短いかまたは周波数 を調整可能な光源を用いて、干渉測定により構造体の光 学特性を測定する。



【特許請求の範囲】

SE40185 2

インサイテュで構造体を撮像する装置で (atakata)

参照光反射器と、光照射とプローブユニットとを連結す る手段とを有する、該照射源に結合された「渉計と、を 含む物間であって、 終プローブユニットが、

孔を規定する翻長いハウジングであって、該孔内に位置 され終礼の長さ方向に延びる、近位端と遠位端とを有す。 る少なくとも1つの光ファイバを存する、細長いハウジ

該光照射源を該ファイバの該近位端に接続する結合器

該光ファイバの該遠位端に接続され該ファイバからの光 照射を構造体に伝達し且つ該構造体からの光照射を該光 ファイバの茂遠位端に伝達するように位置づけられた光 システムと、

該ファイバの該途位端からの該伝達された光照射を方向 づけるビームディレクタと、

該参照反射器から反射した光照射と該構造体から反射し た光照射とに応答して信号を発生させる検出器。 液検出器からの液化層に広答して透視造体の画像を生成 するプロセッサと、を含む装置であって、 該光照射を連結する手段が、核参照反射器および該構造

体からの光照射を受け取って連結し、連結された光を核 検出器方向に向ける、装置。

【発明の詳細な説明】 【発明の属する技術分野】<u>間連出層の相互参照</u>

本発明は、係属中の1995年6月21日出額の米国特 30 許出願第08/492、738号の一部群校出順、係属 中の1995年12月22日出版の米関特許出版第08 /577,366号の一部継続出願、および現在では吹 聚された1991年4月29日出願の米国特許出願第0 7/692,877号の継続出順である1993年3月 16日出願の米国特許出願第08/033、194号、 現在では米国特許第5、459、570号の一部継続出 順である保属中の1994年6月2日出額の米国特許出 順第08/252、940号の一部継続出瀬である。これらのすべての内容は本明細書において参照のため援用 40 される。

発明の分野

本発明は、光学機像の分野、特に、干渉測定検出による 【従来の技術】発明の背景

過去10年において、生物灰学関係の規僚技術は著しく 進步した。例えば、磁気共鳴操像、X線コンピュータ断 贈写真撮影、超音波、および共無顕微鏡検査はすべて幅 広く研究および降床使用されており、この結果、健康管 理面において根本的目の飛躍的な改良が得られている。

しかし、現在の生物医学的な珍断では十分でない状況が 数多く存在する。これは、高解像度(~ 1 μ m) 機像が 必要とされる場合に特に当てはまる。このレベルの解像 度は、生体組織検査および組織病理学上の検査を必要と することが多い。このような検索は超毛を力な代数が断 が決に属するが、これらは侵襲的(invasive)であり、また時間およびコストがかかる。さらに、多くの状況で は、従来の摘出による生体距離検査は可能ではない。系 び死の主要な原因の1つである冠動脈疾患は、従 来の診断における適用による生体組織検査を行うことが できない実態の1つの重要な例である。生体相談検査を 行うことができないか、または従来の関係方法では信頼 性のある診断を行うには感叹および解像度が不足する例 が他にも多く存在する。さらに、パルーン企資形成権な どの医療処置では、従来の方法では、バルーンを影張させる一方で動脈を高解像度で損倒することは不可能であ った もくの他の平波による処置においても、新解像度 のインビボでの映像化技術が得られれば大いに有益であ り得る。この技術は、手術前および手術後の診断を行っ て、医療従事者に問題を喚起するか、または医療処置中 に直面する問題を回避するのに有用であり得る。映像化 技術は生体系に適川されている。例えば、米国特許第 159、570号は、光学コヒーレンス長反射測定 を利用して単一の軸に沿った測定を行う計器について記載している。この計器は、三次元面像を得るためにサン ブル全体にわたって走査する必要のあるプローブを有す る。PCT出願第PCT/US95/06071号は、 **系結度測定のために干渉計の一方のアームに配置された** カムを利用する機器について記載している。この機器 は、生体サンプルまたは他のサンプル上で距離および厚 さの正確な測定を行うことができる。

【発明が解決しようとする課題】本発明は、従来の侵像 方法および従来技術の制約に関連する問題を克服するこ とを目的とする。

【森題を解決するための手段】 発明の要質

本発明の1つの目的は、高解像度画像を提供し、また、 医療処置中に使用して、医療従事者が処置を観察する か、または処置中に処置プロセスの制御をアクティブに 補助することを可能にする、内視線髄像システムを提供 することである。光学髄像システムは、内視鏡ユニット と、光学コヒーレンス漸級撮影(00T)方法を利用し て構造体の多次元走査を行う干渉計とを備えている。本 発明はOCTを用いて、構造体の高解像度攝像を行う。 OCTは、コヒーレンス長が短いかまたは周波数を調整 可能な光減を用いて、干渉測定により構造体の光学特性 を測定する。1つの実施形態では、システムは、広帯域 光放射源と、光放射検出器と、参照光反射体と、参照光 反射体に導く第1の光路と、内視線ユニットを含む第2 の光路とを含む干渉計を備えている。1つの実施形態で 50 は、内視鎖ユニットは、孔を規定する細長いハウジング

を含み、孔の内部には綴長いハウジングの孔の長さにわ たって延びる回転可能な車・モード光ファイバが振覚さ れている 別の実施形態では、本種町の内視鏡ユニット は、刈にファイバと、内観鏡ユニットの遠位端に位置す る回転可能な光ビーム方向付け要素とを含む。光ビーム 万宝付けシステムは、回転可能な単一モード光ファイバ の遠位端に接続され、単一モード光ファイバからの光放 射を構造体に伝播し、構造体から反射した光效味を単一 ード光ファイバに伝播するように配置されている 複数コニットの光ビーム方向付けシステムは、映型的に は、レンズと、単一モード光ファイバの遠位端に位置 し、光を単一モード光ファイバから構造体に直接向ける ように配置されているビーム方向器とを含む。ビーム方 向器は、プリズム、レンズ、またはミラーを含み、機械 る。内視鏡ユニットは、弗型的にはハウジングの適位 親ユニットはさらに、血管内の閉口部を維持するため 1の光路、および観察されている構造体へと至る第2の 光路に沿って分割するビーム分割器を含む。光放射検出 て信号を生成するように配置される。プロセッサは検出 を生成する。1つの実施感機では、参照光検出器は、典 型的には、可動アクチュエータに接続されて、撃照ミラ - の方向に定期的に移動する。別の実施形態では、可動 な光彩により、観察されている構造体から反射される光 放射は、参照ミラーから反射された放射が検出器で受光 された後に検出器に到着し得る。光源が周波数変調される場合は、この遅延は、検出器から構造体内の反射部位 までの距離と、検出器から参照反射器までの距離との間 の差に依存するビート温波数となる。本発明のさらに別 の大焼形象では、撮像システムの検山器形成部分は、個 光スペクトル分析器を用いる干渉測定検出器よりなり、 サンプルの反射率プロフィールを引き出すためにスペク

的な連結を介して内視鏡の外部に位置するモータにより 駆動されるか、またはマイクロモータにより駆動され得 端、またはその遠位端の底部に形成されて、光放射が構 造体にまたは構造体から伝播するのを可能にする透明な 窓を含み得る。さらに、問題の構造体に流体を送逐する ために、ハウジング内に洗浄ポートを形成し得る。内視 に、バルーン血管形成権などの処置を行うための1つ以 上の影響可能パルーンを含み行る。 ホシステムの干渉計 はさらに、光放射薬からの光放射を、反射器へと至る第 器は、反射器から反射された光放射および構造体から反射された光放射を受光して、反射された光放射を受光して、反射された光放射に応答し 器からの信号を利用して、観察されている構造体の画像 参照ミラーは静止参照ミラーに置き換えられ、広帯域光 源は、頽整可能な外部格子を備えた半導体レーザ、顔整 可能な困相レーザ、または染料レーザなどの帯域幅が狭 く局波数震器が可能な光源に置き換えられる。このよう 光ダイバーシティ受信機、もしくは偏光分析器を含む。 さらに別の実施形態では、光源は、広帯域光源、および

トルのフーリエを換が用いられる。本明細毒で用いられ 50

る用語、内御頼は、医療および非性療関係の攝像に適用 されることに留意されたい。本発明が用いられ得る無限 破閣係の規模の1つの例は、様々な産業分野での適用に おいて、キャビティおよび孔内の欠罪を検出するために ボアスコープの代わりに用いることである。以下の反述 では、説明の便宜上、本発明は医療関係の撮像に関して 述べられているが、これは適用を本明細書に記載するも のに限定するようには意図されない。さらに、内視費という用語が用いられるが、本発明は、ガイドワイヤ、カ テーテル、およびトロカールを介して配置されるフロー ブを伴う湿像に直接関連する 本発明は、以下の項1~ 21を提供する:

インサイチュで構造体を損像する装置であって、 光照射源と、参照光反射器と、光照射とプローブユニ。 トとを連結する手段とを有する。 該照射器に貼合された 干渉計と、を含む装置であって、 該プローブユニット が、孔を規定する知長いハウジングであって、該孔内に 位置され該孔の長さ方向に延びる、近位端と違位高とを 有する少なくとも1つの光ファイバを有する、細長いハ ウジングと、波光照射深を該ファイバの該近位端に接続 する結合器と、終光ファイバの終後位数に接続さればっ パからの光照射を構造体に伝達し且つ該構造体から の光明射を終光ファイバの落着位数に伝達するように位 置づけられた光システムと、該ファイバの該流位場から の該伝達された光照射を方向づけるピームディレクタ 、該参照反射器から反射した光照射と該構造体から反 **射した光照射とに応答して信号を発生させる始出駅と** 該検出器からの該信号に応答して該構造体の面像を生成 するプロセッサと、を含む装置であって、該光照射を連 結する手段が、該参照反射器および該構造体からの光照 射を受け取って連結し、連結された光を該検出器方向に 向ける、技術。

項2. 前記参照反射器を移動させて、該参照反射器と前 記憶治体との間の相対的距離を変更することにより拡展 造体の深度解析(depth-resolved)画像を生成するアクチ ュエータをさらに含む、項目に記載の装置。

項3.前記検出器が光スペクトル分析器を含み、核プロ セッサが該光スペクトル分析器から信号を受信して該信 号を用いて前記構造体の深度解析画像を生成する、項1 に記載の装置。

項4. 前紀光照射線が、決定された周波数範囲に亘って 定期的に調節される狭い帯域幅周波数網節可能談であ る、項1に記載の装置。

前紀プロセッサが、リアルタイムのフレ レーム安定化を行って、前記級造体の前拠内における 動きにより誘導されるアーチファクトを減少させる、項 1 に記載の装置。

項6. 前記プロープユニットが、超音波トランスデュ **サをさらに含む、項1に記載の装置。**

項7. 照射を前記検出器方向に向ける、少なくとも1つ

特間2002-214127

のファラデー循環器をさらに含む、項1に記載の装置。 項8. 前記プローブユニットが、光照射を前記構造体方 向に向ける、少なくとも1つの回転光学システムを含 み、前記ファイバが前記化内で回転可能である。項1に 記載の装置。

項9.前記ファイバの前記近位端に模壊的に接続されて 核ファイバを回転させる駆動シャフトアセンブリをさら に含む、項8に記載の装置。 項10. 前記ファイバにレンズが取り付けられ、前記ビ

ームディレクタが、前記伝達された光の方向を、該ファ 10 イバの回転方向に実質的に直交する方向に変更するアク チュエータに接続されている。頂々に記載の装置。

項11.前記回転光学システムが、前記ファイバの前記 遠位器に設けられて該光ファイバからの光を方向づける ように位置づけられたレンズと、該レンズに隣接して設けられて該レンズからの光照射を前記構造体方向に向け るように位置づけられたビームディレクタとを含む、項 8に記載の装置。

項12. 前記ファイバが静止しており、前記回転光学システムが回転ピームディレクタを含む、項8に記載の装 20 唐.

■ 項13. 前記結合器が少なくとも1つの光学レンズを含 また 頂にに契款の結構。

項14. 前記プローブユニットがガイドワイヤをさらに 含む、項1に紀載の装置。

項15. 前記プローブユニットが、前記構造体を損除する、端部に透明窓を有する内視鏡を含む、項1に記載の 装置。

項16. 前記内視鏡の一部に取り付けられた、少なくと も1つの逐張可能エレメントをさらに含む、項15に紀 30 截の装置。

載の装置。 項17. 前記の視鏡が、圧力測定、機像、液体圧入、お よびガイドワイヤの配置のうちの1つを行う、少なくと も1つのボートをさらに合む、項16に記載の装置。 項18. 前記地張可能エレメントが、前記少なくとも1 つのボートに売している。項17に記載の装置。 項19. 前記プローブユニットに接続されたアテレクト ミー装置をさらに含む、項1に記載の装置。

項20. 前記プローブユニットに接続されたレーザメス をさらに含む、項1に記載の装置。

項21.前記プローブユニットがトロカールをさらに含 む、項1に記載の装置。

な配の批判なが明

本発明の撮像システムは、閃1に示すように、いくつか の主要なサプシステムに分けられる。一般に、優換システムは、光放射薬2と、干渉計4と、検出器16と、内 根鎖ユニット3.1とを含む。干渉計 1は、当業者には既 知のいずれのタイプのものでもよい。被明上、本実施形 候はマイケルスン干渉計に関連して述べることとする。 しかし、他のタイプの干渉計を用いる他の実施形態も考 50

構される 水水体形能の手端計 4 ピー人分別駅 6 を 含み、ビーム分割器は、光放射を、参照アーム8を規定 する第1の光路、および測定アーム10を規定する第2 の光路に沿って分割する。参照アーム8を規定する光路 は参照反射器12を含む。測定アーム10を規定する光路 路は内視鏡ユニット34を含む。一般に、下海計4は、 光放射源2からの放射をビーム分割器6に伝播し、ビー ム分割器が放射を参照アーム8を規定する光路と測定ア ーム10を規定する光路とに分割して伝播することによ り動作する。ビーム分割器6から反射される光は、参照 アーム8に沿って進み、参照反射器12から反射して戻 される。測定アーム 10に沿ってビーム分割器 6を透過 する光は、内視鏡ユニット34を通って進み、観察中の 構造体1.4を照射する。構造体1.4から反射される光は **内視鏡ユニット34を通り測定アーム10に沿って進み** ビーム分割器6に戻る。参照反射器12から反射される 放射、および構造体 1 4 から反射される放射は次にビー ム分割除6によって再び組み合わされ、検出器16に伝 播される。得られる組み合わされた放射は検出器16で 干渉パターンを生成する。検出器は、典型的には、組み 合わされた放射を表す電気信号を生成し、これらの信号を信う処理、制御電子装置および表示ユニット18に伝送し、ここで構造体の画像が得られ分析される。参照ア ム8の長さを変更することによって、梶方向走査が実 現される。擬方向走査により、内模鏡ユニット34を通 って戻される、構造体14から反射される光放射の干渉 が検出される位置を変更する方法が提供される。光放射 が、内視鏡ユニット34の縦軸に対してずれて発光される場合は、この走谷により異なる様々な組織深さを観察 する手段が提供される。1つの実施形態では、参照アーム8の長さは、参照反射器12を移動させることによっ て変更される。内規模ユニット34から発光される光依 射ビームを回転させることによって、回転走査が実現さ れ得る。回転走査では、半径が内視鏡ユニット34の縦 **物でセンタリングされる周方向の経路が観察される**

各構成要素をさらに詳しく考慮する。光源2は、システ ムの性能において重要な要因である波長、パワー、コヒ ーレンス長、および自動町正機能などの特性を有する。 いくつかの適用では、近赤外光源(1.0~2.0 μ m) は可溶液反より、多くの生体媒体により深く吸入する る傾向があるため、好適である。光放射源2は様々な実 施形形、すなわち、半時体光深(発光ダイオード(L.E 、エッジ発光ダイオード(ELED)、超ルミネ とし、エフィルファットでは、 セントダイチド(SLD)、モードロックレーザ(例 えば、T: Al. O.、CR: Mg. SiO、Cr LiS r Al F.)、君上類がドープされたファイバ(RED F)(YB、Nd、Er、Pr. Tm)、まはご超速級 体またはラマン光線を含み得る。REDFでは、臭好な コヒーレンス長および自動訂正機能を得るためには、短

週期ブラッグ松子または長期期ブラッグ松子をファイバ に挿入するか、またはファイバの外部にフィルターを用 いて増幅自然放出スペクトル(ASE)を形成すること が必要となり得る。LEDおよびELED装置は、 ーレンス長が10μmより短い非常に低コストで広帯域 幅の装置である。これらの装置の主な限界は、単一空間 モードに結合されると、典型的にはパワーが非常に低い (<100μW)ことである。SLDは、典型的には、 約10μmまでの短いコヒーレンス長、および約2mW までのパワーを有する。アクティブにおよびパッシブに 10 モードロックされるレーザは、非常に高いパワー (>1 00mW) および短いコヒーレンス長 (<5 mm) を提 供する。さらに、100mWを超える光瀬パワ 10 mmより短いコヒーレンス長も使用され得る。スペ ルトルにより形成されるREDF、特にクラディ 起ファイバは、多くの適用において良好な性能を提供す

干沸灯

図2Aおよび図2Bを参照して、本発明のシステムで使用され得る干渉計にはいくつかの種類がある。同図では 20 パルク光学および自由空間の具体側が示されているが、 光ファイバを用いる等額の実施形態も存在する。1つの 宝瘡形態では 関フAに示すように 単純なマイケルス ン干渉計104が川いられる。別の実施形態では、図2 Bに示すように、干渉針204は、測定アーム210に サンブル参照反射器213を含む。測定アーム210内 にこの参照反射器213を使用することにより、ピーム スプリッタ211とサンプル214との間の変位を長く することが可能となる。走査が高速であると、移動によ り誘導される人工奇特を取り除く手動けとなるが、ほど んどの生存生体組織では、試料に安全に送達され得る信 号パワーは有限であるため、または機械的な走査システ ムにおける具体的な考慮により、走査を如何に迷く実現 し得るかには限界がある。後述するように、信号処理さ 将により、残留移動により誘導される人工産物を取り除 くことができる。図2Bの干渉計204に示すように サンプル参照反射器213を構造体の近くまたはこれに 接触させて配置することにより、サンプル参照反射器と 構造体との間の差分割定が可能である。この測定は、表 定アーム210に沿った光路長の変動に対してはあまり 敏感ではない。実際において、構造体2 1 4 間までの題 絶を非常に長くすることができる。感度を維持するため には、サンプル参照反射器213は、ショットーノイズ

侵定動作を維持するのに十分な放射を反射しなければな

らない。サンブル参照反射器213は、内視鎖ユニット 34の適位機に配置されることにより、送途光学装置に

よって生じる遺存的な人工産物を変形する手助けとなり 得る。図2Aおよび図2Bに示される干渉計104およ

び204では、観察下の構造体からの信号パワーのうち

の少なくとも3dBが放射として失われ、光源2に向か

特開2002-214127 って戻る。さらに3 d B のパワーが参照ミラー 1 2 の方 つし戻る。とらに3日80パソーかが照ミフー120万 向に向かい、ここで多くの場合試養、従って弱められ る。図3を参照して、ファラデー循環器3日を用いてし の割約を克服する、本足別の掲憶システムの別の実施形 態を示す。 個光に反応しないファラデー循環器は、入射 光と出射光とを分配する特性を有する3つのポートより なる教養である。ファラデー循環器30は、参照アーム 88および測定アーム100に沿って反射される放射を 光結合器66に向けるのではなく、反射放射を、本実施 形態では平衡受信機 1 1 6 を含む、検出器と接続する光ファイバ結合器 1 6 6 に向ける。理想的なロスのない領 環器では、検出器が光結合器66からの反射放射を受け 取る場合に比べて、3dB高い信号パワーが平衡受信機 116に送達される。さらに、結合器66は放射を均等 (50/50)に分割する必要はない。1つの好適な実 **施形態では、信号パワーの小さなパーセンテージのみが** 参照アーム88に送達され、残りは測定アーム100に送られる。参照アーム8に送られるエネルギー酸は、シ ロットーノイズ制限検出を得るのに必要な最小限のパワーによって決定される。ファイバ結合器の出力はチュアル平衡受信機に送られ、これにより、受信された参照お よびサンプル信号パワーを最大限に使用して、受信機内 の過度の強度ノイズおよびASE×ASEノイズを打ち

能方向走存機構

図4を参照して、縦方向走査を行う方法について述べ る。回転優先走査において良好な検出感度を維持するた めには、参照光を周波数シフトさせて、下沙信号をベースパンド1/(型ノイズから離れる方向に移動させ、セ ロダイン(serrodyne)方法を位相シフタまたは音響一光 図波数シフタ124と共に用いてエイリアシングを防ぐ 必要がある。同図では、縦方向走登機構128を用いて 参照反射器12を移動させるか、またはファイバ拡張器 90を用いて光路長を変更するかのいずれかを行うこと ができる。縦方向走査機構128は、例えば、ステッパ モータ、DCサーボモータ、または電磁スピーカーコイ ルを含み得る。 桜方向走査機構128による移動の長さ または程度は、好ましくは、構造体の所望の走査液さ 囲より少なくとも僅かに大きくされる。好ましくは、長 さ方向走査機構128が参照以射器12を移動させる連 度は、少なくとも走査が行われている期間中は均 る。すなわち、長さ方向機構はステップ機能を有する。 もしくは、縦方向走査提構128によって与えられる進 度は、ランプまたはのこぎり開致の形態を取り得る。さ らに移動検出器(図示せず)を擬万向走を機構 128に 接続して、参照検出器 12の位置を検出し、これにより 参照検出器 1-2 を均一に移動させるか、または実際の速 度プロフィールを感知して電子処理ユニット 1-8 で非均 一の速度を訂正することができる、より詳しくは、概方 向走査機構128を均一移動システム(図示せず)に接

40

続して、参照反射器12の進行経路内の各点での参照反

射器12の所望の位置を示す信号を伝送して、位置検出

器 (図示せず) からの信号と比較することができる。次

に、得られる概整個号を利用して、縦方向走査機構12 8を制御し、参照反射器12が所領の定速度で移動する

のを推持する。図4および図5Aの実施形態に示すように、光ファイバが巻き付けられた圧電性変調器タイプの

スプールを備えた2つの圧雷性トランスデューサ(P2 入ノールを調べたことが広場はドフンへハニューストレー ア) を用いて、ファイバを高速で引き延ばすことにより 変顕を行うことができる。このようにして、同図に示す ように、参照アーム188の光ファイバ22および測定

アーム110の光ファイバ32の両方が、PZT、また

は発動作用を用いて伸張または収縮され得る他の適切な

形態に巻き付けられ得る。各PZTは位相を外れて駆動 され、これによりPZTがファイバ22、32を定期的に引き延ばして、参照アーム188および測定アーム1

10の光路の長さを変更すると、構造体14への走査距 齢が2倍になる。図示するように、ファイバはPZTセ

ラミック、本実施形態では特にスプールタイプの圧電性

変劇器90を利用して引き延ばすことができる。この方

法は、高速(kHz)および~5 mmのストロークを実現し得る。何メートルものファイバを圧電性変調器に巻

き付けると、曲げに誘導された複屈折が生じる。各ア・ ム188および110の巻き付けファイバは同等に巻き

付けられて、ファイバ板起析を可能な限り一致させることが重要である。両アームの曲げ誘導複起折を訂正するために、巻き付けファイバの後のサンプルおよび参照ア

ームにファラデー循環器130を配置し得る。ファラデ 一循環器130は、入射地点で光が戻ると偏光を元の状

悠に戻す特性を有する。多くの適用では、標準的なファ ラデー循環器 1 3 0 の使用で十分である。しかし、非常

に広い帯域の光源では、ファラデー循環器 1 3 0 の波段 依存性偏光回転により、偏光のスクランプリングの取り

消しが不完全となる。この制約を克服するためには、こ の問題を訂正するためのいくつかの実別的な解決法が存

在する。1つは、波長に依存しないファラデー循環器1 30 (イッテルビウム鉄ガーネット、Yb.Fe.O. など) を使用することである。さらに、偏光維持または単

ー偏光ファイバが用いられ得る。各アーム188および 110のファイバの長さが実質的に一致して、2つの光

路内の分散の差によりシステムの解像度を低減させない ようにすることが重要である。典型的には、約1 mmま

での長さの一致で十分である。さらに、内視線ユニット 34からの光を向けて集光させるために用いられる光学

装置を補償するためには、分散補償ユニット126が用いられ得る。好ましくは、ユニット126は、内税錠ユニット34で用いられるのと同じ量およびタイプのガラ

スまたは他の材料を有する。参照アームの長さを変更する他の方法を図4および図5Bに示す。図5Bには、キ

って駆動されるシャフト1178に接続される。内視鏡

ユニット1134の液位維はレンズ1156であり、レ ンズ1 1 5 6 は、ファイバ1 1 4 4 からの光の焦点をサンプルに合わせ、サンプルから後方散乱または後方反射

した光を集めて、これをファイバ1 1 4 4 に送る役割を 果たす。本発明のこの実施形態では、外側シースまたは

ケーブル1180は、シース1180のリブ付きスリーブ (図示せず) または溝(図示せず) を用いて、可視性

のあるケーブル1146にねじれた状態でしっかりと達

連結されているが、このシース1180は、軸方向に搭 動することが可能にされ、シース1180に取り付けら

わた2つのプレート1182への適切な連結手段を備え

るリニアモータ1181によって駆動される。従って、 モータ1174がトルクケーブル1146を駆動して回

他方向に駆動することができる。内視鎖ユニットの遠位

端には、ミラービーム方向付けオプティック1158が ある。このミラーは、2つの方法でヒンジにより取り付

けられる。1つのヒンジ! 176は、ミラーを駆動して 回転させるように、ねじった状態で堅くトルクケーブル 50

リニアモーター181はシース1180を

結される。シース1180はねじった状態でしっか

めの、GRINレンズ56に接着したミラーまたはプリ ズムである。ハウジング42は、内視鏡ユニット34の 壁に沿って形成された透明な窓60を含む。本実施形態では、光放射を透明な窓60を介して問題の構造体14 に乗直方向に向けることにより、図7 Cの走をが実現される。図6を参照して、本実施形態では、内視鏡ユニット34か内接鏡ユニット34か内接鏡ユニット34か内接鏡ユニット34の先端部に窓160を有す る場合は、超音波構成要素 6 1 およびビーム方向器のプ リズムまたはミラー要素を除去することによって、高解 像度の機像が可能である。本実施形態では、光学系は、 レンズ156であるビーム方向器を含み、光ファイバ4 4が回転すると、図7Bの走査で示すように、光を円形 光路で伝播する。これを実現し得る多くの方法のうちの | つとしては、光ファイバイイをレンズ156が配置さ れる輪から僅かにずらして配置することがある。上であ 明したように、図7Aで示されるの、aで走査を行う方 法には幾つかの方法がある。これには、光ビーム方向付 けオプティック54(図6)中のレンズの像面にある小 型数置並進器 (miniature microtranslator) (図示せず) を用いて遠位ファイバチップを軸方向に変位するこ と、および光ビーム方向付けオプティックの折り畳みミラー(fold mirror)の機械もしくは電磁、あるいは圧 電により変位させることが含まれる。機械的連結に基づ く1つの方法が、図9の実施形態に示される。この図に 示され、上記でも説明したように、可挽性のあるトルク ケーブル1146に収容されるファイバ!144があ る。トルクケーブルの遠位端は、ギア機構し176に接 続される。ギアのうちの1つは、対象のサンブルの回転 走杏を与えるようにACまたはDCモータ1174によ

参照反射器を示す。入射放射ビームがカムのエッジに向 かうときカムは回転移動を行っているため、カム96の ザギザのエッジにより、光路長に周期的でほとんど 守の速度変動が与えられる。 長さ変動の関連は、セグメ ント数にカムが360°完全に1回転する時間を掛けた ものに等しい。

図6は、回転走査機構35に接続される内視鎖ユニット 34の実施形態を示す。内視鏡ユニット34は、人体内 の天然のまたは外科的に創成されたオリフィスに挿入さ れて、医療従事者が動脈などの構造体をそのままの状態 で観察することを可能にするように適合される。観察 は、侵襲性処置を行っている間に、または診断目的で行われ、処置をアクティブに制御するために用いられ得 る。回転走査機構35は、図8にさらに示すように光ファイバ44か、または図10にさらに示すように光学系 54の構成要素を移動させて、根像を行う。本実施形像に示すように、内視数ユニット34は、一般に、近位端45と退位端47とを有する細長い孔43を形成する空 調ハウジング42を含む。遠位端には、光放射を問題の 構造体に向かわせ、またこれから回収する光学系54が 配備される。ハウジングイ2は、遺位端47にのこぎり 状エッジ(図示せず)などの侵襲性部材を含み得る、ハ ウジング42の孔43内には光ファイバ44が配備される。この光ファイバは、1つの実施形態では、標準ファ イバ、偏光維持ファイバ、もしくは偏光ファイバを有す る柔軟な単一モード光ファイバまたは単一モード光ファ イバ束であり、これにより良好な傷光モードの一致が確 実となる。光ファイバ4.4は、好ましくは、空間の柔軟 なシャフト46内に納められる。内視鏡ユニット34は 光の照射および逆反射光の回収の両方を行うため、光フ ァイバ44は好ましくは単一モード光ファイバである。 単一モードファイバの使用は、OCT操像の適用の場合 は好ましい。何故なら、単一モードファイバは、所望の 適川にとって最小のスポットサイズ (向折限界) に集光 され得る単一縦空間モード光ピームを伝播および回収す るからである。好ましくは、単・モード光ファイバ4 4 は、コア、クラディング、およびジャケット(図示せ ず) よりなる。放射ビームは、典型的には、直径が典型 ング(図示せず)によって覆われ、これによ り、光の誘導が促進されると共に、ファイバ44に機械 的な強度が付加される。ファイバのクラディングは、典 型的には、直径は125ミクロンである。撮像される構 造体を洗浄するために、ハウジング42の遠位端47の 近くに洗浄ポート62が形成される。回転走産機構35 により、光ファイバ44または光ファイバ44の遠位端 47に配置された光学系54の構成要素が回転する。ハ ザギザのエッジを有するスピニングカム96を形成する 50 ウジング42は、提像される構造体14に光放射を伝播

た位置に形成された透明な窓60を含む。回転走査機構 35により、光放射が円形走査の状態に配置され得る。 上述のように縦方向走査と組み合わされると、光放射の 機像深度が変化する。これについてさらに以下に示す。 図7Aを参照して、光放射ビームは、内視鏡ユニット3 4の遠位端から発光されるか、または内視鏡ユニット3 4の側部から内視鏡ユニット34の軸に対して角度。を なして発光され得る。ビームの発光方向は、内視鏡ユニ ット34の軸に沿って発光角度のを変動させることによ って回転方向の走査とされる。光放射ビームはさらに 9 ()度から外れる角度φの方向に向けられ得る。 より、攝像を、内視鏡ユニット34の遠位端より僅かに 先方で行うことが容易となる。この具現例では、発光ビ したは、円錐角度2mの円錐形のパターンを走査する。 桜方向走査と共に用いられると、この走査パターンは、 図14にさらに示すように、動脈または血管もしくは粗 磁を通る円錐断面に対応する断面画像を生成する。 角度 φは、信号処理および制御電子装置 18からの制御信号 に応答するように調整され得るか、または手動により調 整され得る。角度が顕微可能であるため、ほとんどす。 ての前方提像、主に横方向の規像、または後方規像は、 例えば、ビーム方向付け光学装置、可務ミラー、電気光 学装置などの光学系の構成要素を利用して、もしくはレ ンズの焦面内でファイバをずらすか、または小進化(mic roevolution)装置を用いてレンズをずらすことによって TOPYONIC ION ス級を用いてレフスをする。 実現され得る。回転または転折方向定意は、僅か角度をだけ 好変動させることによって内投資ユニット34の輸に沿って って実現され得る。この走査の形態により、静脈および 動脈などの体内の内部経路から回転または軸方向走査を 得ることが可能となり得る。 # および φ の両方を顕整す ることにより、三次元機像または脈管内膜表面輪郭マッ ピングを行うことが可能となる。このようなマッピング は、いくつかの医療関係の適用では極めて重要である。 図7Bに示すように、内視鏡ユニット34の遠位端47はさらに、光学系54の構成要素を介してピームの方向 付けを行い得る。同図では、例えば、スポットサイズw および共焦パラメータbは特定の適用に対して最適化 される。典型的には、共焦パラメータbは縦方向走査範 を含み得る。もしくは、図7Cに示すように、光ピーム は、内規領ユニット34の流位端47から内規籍ユニッ ト34の軸に飛点な方向に発光され得る。図6および図 10にさらに示すように、内視鎖ユニット34の遠位端 47の光学系は、4度φを制御して光ビームの発光角度 毎を走査するマイクロプリズムまたはミラーアセンブリ などの、適切なアクティブまたはパッシブなビーム方向 付け光学装置を含み得る。図8を参照して回転走査機構

するために、液位離47の領域内の光学系54に隣接し

3.5をさらに詳細に述べる。同転走脊髄機3.5は、趣型 的には、回転機構52と光結合システム53とを含む。 何図では、ビーム分割器 6 からの放射を送達する光ファ イパ32は結合システム53内で終結する。 結合システ ム53は、本実施形態では、内視鏡ユニット34の近位 端に接着される光コネクタ48からインタフェース72 によって離された結合部材70を含む。インタフェース 7 2 は、入力側光ファイバ3 2 からの光放射を内視鏡ユニット3 4 の光ファイバ4 4 に伝播するために利用され る。結合部材70は、光コネクタ48に物理的に接続さ れるか、または、例示するように、インタフェース7.2 内に形成される空気または液体媒体によって分離され得 る。結合部材70が光コネクタ48に物理的に接続され る場合には、結合部材70は光コネクタ18から取り外すことができ、これにより、内視鏡ユニット34を各駅 者により交換することができる。これらの結合手段に加えて、高速光橋像のための追加の改変が可能である。カ テーテルの固定部分から回転部分へ光を結合させるため には、標準的なまたは勾配インデックス(GRIN)レ ンズ (図示せず) のいずれかが用いられ得る。より多く の光学要素を必要とするため、十分な結合を行うために は、すべての構成型素を高い許容度(< lmrad角度 の許容度)で整列させることが必要だからである。光コネクタ48は、阿転機構がこれに接続されると、内視鏡 ユニット34のための駆動シャフトとして機能する。回 転機構は、DCまたはAC駆動モータ74、および所定 のギア比率を有するギア機構76を含む。ギア機構76 は、シャフト78を介してモータ74に接続される。す べての実施形態において、駆動モータ74が発動する と、シャフト78が回転し、ギア機構76および回転可 能な光ファイバ4 4または光学系54の構成要素が回転 する。もしくは、DC駆動モータ74は、ハウジングの 適位端に配置され、光学系54に接続され、図10にさ らに示すような光学系 5 4 の構成要素を回転または平行 移動させるマイクロモータ (図示せず) であり得る、フ アイパは回転しないが、光学系の構成要素が柔軟な結合 機構を介して回転する実施形態では、関6および図8に 数解ですして回転する表現地形では、図らればよび図816 示すものとは親なる駆動機構が配定である。これらの駆 動機構としては、シャフト 7 8 が柔軟なシャフト 4 6 と 「整列(Im-line)」して直接連結するドリルに無似する 「整列(Im-line)」とで直接連結するドリルに無似する スカ州いられ、シースと・ハウジング 4 2 との間を通るフ アイバを保護する。光学系 5 4 は、所望の走をオイガに なることの、日本と当時は対策を含め、8 0 0 0 0 0 0 依存して多くの異なる光学構成要素を含む。肉6の実施 形態を内び参照すると、光学系54は、レンズ56と光 ビーム方向器58とを含む。ビーム方向器58は、ビー ムの伝播が受ける乱流の影響を最小限にするように構成 されたレンズ、プリズム、またはミラーを含み得る。こ の実施形態では、ピーム方向関58は、好ましくは、光 放射を内視鏡ユニット34の軸に垂直な方向に向けるた

料期2002-214127

(8)

1146に接続される。別の1つのヒンジ点1177 は、モータ1 18 1 に応答してミラーを駆動して傾斜させる (tip and tilt) ように、シース 1 18 0 に接続される。ハウジング 1 1 4 2 は、ミラー 1 175 8 をハウ ジング1142の外面との接触から保護するために、シ ース1180から離れるように適切に測定される。別の 実施形態では、シース1180は、トルクケーブル11 4.6に直接取り付けられ、ミラー1158は、レンズ1 15.6に直接取り付けられるプリズムビームディレクタ に置き換えられる。ギア機構は、モータ1181が内視 鏡撮像ユニット全体を軸方向に駆動することを可能にす るよう、適切に作られる。これらの例示的な実施形態では、ビーム1199は、対象のサンプルの3次元マップ を自動的に行うことが可能となる。本発明の内視鏡ユニ ット34の別の実施形態が図10に示される。この実施 形態では、光学系54は、好ましくは、レンズ256、 プリズム 5 9 などのレトロリフレクタ、およびミラーなどのビームディレクタ 1 5 8 を含む。この実施形態で は、照射を反射して内視鏡ユニット34の側面から出ていかせるために、透明な窓64がハウジング42の壁の 周囲に配置される。この実施形態では、光ファイバ4.4 は、循環照射走会(circulation radiation scan)を作 りだすように回転するわけではない。その代わりに、ビ ームディレクタ158が、可摂性のある回転自在なシャ フト46'に接続される。このシャフト46'は、減速 ギア (reducing gear) 76か、または、上述のものと 同様の直接「整列」連結部材に接続される。シャフト4 6' は、保護シース47' 内に収容され得る。ファイバ は、図6に示されるように、軸に沿って接続されるので はなく、シース47 および外側ケーシング42から出 て、近位端45の方に延び、この近位端45で十巻計4 に結合される。このアプローチには、並行して走査およ び獲得され得る幾つかの軸方向ビームあるいは回転ビ ムを生成するように、幾つかの光ファイバが内視鏡ユニット34に結合され、レンズ(またはレンズアレイ)2 56の像面に配置され得るという付加的な利点がある。 5実施形態では、各ファイバは、別個の撮像システム に結合される。別の実施形態では、ビームディレクタ1 5 8 は、内視鏡ユニット34内にあるマイクロメータ (図示せず) によって回転される。動作中、光の照射 は、光ファイバ44、レンズ256およびレトロリフレ クタ59を通って、ビームディレクタ158に移動す る。ビームディレクタ158が回転すると、照射は、図 7Cの経路で説明したように、透明な窓64を通って、 内視鏡ユニットに対して千点な方向に、内視鏡ユニット 3 4の壁および構造体1 4上に環状に反射される。図 1 I Aを参照して、本発明の内視鏡ユニット34の別の実施形態は、ハウジング(図示せず)に関接して配置され る複数の販売可能なパルーン80を含む。パルーンは 内視鏡ユニット34のルーメン81を通る空気または液

80は、プラークを破壊するまたは動脈内の領域を分離 するためにしばしば用いられる。この図に示されるよう に、1つの実施形態では、少なくとも1つのバルーン8 0が、透明であることが可能であり、透明な窓64の上 に配置されることが可能である。パルーン80が透明であるため、単一モード光ファイバ44からの照射は、光学系54およびパルーン80を通して、構造体に透過さ れる。そのような構成により、血管形成が起こっている ときに、パルーン80がプラークに与える影響が撮像さ れ得る。図7Cの角度Φを変えるためにマイクロメータ またはその他の適切な手段が取り付けられると、バル ンの輸方向の画像を、回転マッピングを用いてマッピン グすることができ、これにより、3D画像が作られる。 また、この間に示されるように、ガイドワイヤ82は、 内視鏡ユニット34のハウジング内42に含まれ得る。 ガイドワイヤ82は、体内の所覚の場所への内視鏡ユニ ット34の配置を促進する。この血管形成術用内視鎖コ ニット34内からの機像により、パルーンの影響の前後 およびその幾中に血管または組織の壁のリアルタイムで 解価することが可能となる。これにより、所収の結果が 達成されるまで、パルーン8 (1の膨張圧力を調整することが可能となる。 現在、圧力は、処置前に全体的な基準 に基づいて推定されており、この圧力は、血管造影の後 処置が実質的な改善を示唆しない場合には変えられる。 血管造影は低解像度(500μmよりも大きい)であ り、血管または組織を断面的にではなく軸方向に評価す るものである。血液が、より低質の機像を引き起こすが 用では、光学機像フィールドを明敏にするために、上流 のパルーンを鬱張させるおよび/または生理食塩水を注 人することができる。光学機像ポートに最も近いパルーンの影張を利用して、操像フィールドを安定化させるこ とも可能である。図11Bを参照して、図11Aの内視 鏡ユニット34が断面図で示される。示されるように ファイバ44は、可撓性のあるトルクケーブル45およ びボディ47によって囲まれるハウジングの中心を通っ て走る。ボディ47内には膨張ポート81が形成され、 この膨張ポート81を通して、パルーン80が膨張され る。さらに、ボディ47には、ガイドワイヤ82が通過 するボート49が規定される。好ましくは、ボディ47 の外面には、牛体資合性シース84が配置される。さら に、ルーメン89を用いて、生理食塩水などの液体を注 入するまたは押し出すことができる。図12を撃犯して、動脈または静脈を通してカテーテルまたは内視鏡を 方向づけるガイドワイヤ334を含む機像システムの別 の実施形態が示される。ガイドワイヤ334は通常、細 長い中空の孔343を形成するハウジング342を含 み、この孔343内には、上記説明と同様に、回転する 光ファイバ344が延びている。ガイドワイヤ334の

遠位端には、好ましくは生体適合性のあるコイル状の放 50

射線不透過性材料から作られる可撓性のあるチップ(ti p) 363が、放射線不透過性チップ350とともに形成される。可撓性のあるチップ363は、典型的には、 窓360から約4cm越えて延び、平滑なジャケット362で覆われ得る。移動するチップ350が画像の樹像 を困難にし得るため、あるいは、オプティクスの存在に よりチップの可視性が低くされるため、光学系354 は、好ましくは、ガイドワイヤの固定領域340に配置 される。しかし、別の実施形態では、ユーザの意図した 応用に望ましければ、光学系をチップに形成することが できる(図示せず)。別の実施形態では、図9の装置 は、ガイドワイヤ334の場部に配置され得る。多くの 応用では、ガイドワイヤのボディ内への配置を助けるためには、ガイドワイヤのチップで l 次元の縦走査を行う ことだけが必要とされ得る。従って、可撓性のあるチップ350に1つの固定ファイバを配置するだけでよい。 光学系354をこの位置にすることにより、撮像を継続 して行いながら、介入するカテーテルを、ワイヤ上で切 り換えることが可能となる。光ファイバ344からの光 の照射は、光学系354に透過され、この光学系354 において、この光の照射は、本実施形態では、レンズ3 56およびピームディレクタ358を通り、そして緊3 60を通って透過される。ガイドワイヤ334の構造的 ・体性を維持しながら窓360を形成する方法には、機 つかの方法がある。1つの方法は、可挽性のあるチップ 350をガイドワイヤの固定領域340に取り付ける3 つまたはそれ以上の金属またはプラスチック測定ロッド の使用を伴う。別の方法は、窓の遠位側および近位側で 金属またはプラスチックガイドワイヤに封止され得る剛 性の透明なプラスチック窓の使用を伴う。あるいは、回 転するファイバ3 4 4を収容する可提性のある中空のシャフトは、金属ガイドワイヤハウジング3 3 4の内側に 取り付けられてもよく、または、ガイドワイヤ334の 孔343に自由に浮遊した状態にされてもよい。再び図 6を参照して、本発明の別の実施形態では、機像システムは、超音波システムに結合され得る。この図に示され るように、超音波トランスデューサ61は、遠位着でハ ウジング内に配置される。好ましくは、ビームディレク タ5.8は、親メッキされたエッジ5.7を有するプリズム またはミラーであり、光の照射は、このプリズムまたは ミラーを通して、上述のように対象の構造体14に対し て垂直に透過される。超音波トランスデューサ61は、 銀メッキされたエッジ57に招音波を伝え、光の陶料と 駅ハッイでもいた。1953年 は反対の方向に、横遠体に垂直に当てる。リードワイヤ 55は、トランスデューサから出発し、検出された組音 波信号を処理ユニット(図示せず)に送る。図13A~ 図130を参照して、体の内部器官についての2種類の 走査アプローチの実施例が示される。走査の優先類位 は、縦走査を回転走査とすることができる。回転優先走 **金が図13Aに示される。この図では、1回の回転走金**

特間2002-214127

が実質的に終了してから、概定在が起こる。その結果、 連続する環状走費は、対象の構造体内の連続する深度の 両権を与える。このような走査は、M13Aでは個別に 行われる。図13Bを撃墜して、縦走査は、回転走査と 同時に起こる。このようにして、両方の走査が同期さ れ、らせん状の走券バターンが与えられる。 凝傷先走者 が図130に示される。この内では、組織型についての 1回の概定在が終了してから、回転走在場所を紹分す る。図13Dを採集して、1回の株正産は、同期された 回転走在が起こると終了する 図14を参照して、本発 III 間のシステムを用いて得られる血管の画像が示される。 参照番号200および210で示されるように、構造体 1 4の表面および構造体14の内部形状はともに、測定 アーム10の構成要素によって行われる回転走査、およ び参照アーム8の構成要素によって行われる概定資から 得ることができる。

おない(のの)は(場形能 上記の実施形態のいずれにおいても、信号対ノイズ比を よび解像度を増加または維持するために、分散および傷 発損失の補償が実施されなければならない。図4を参照 すると、参照アーム188を規定する光学路は、位相お よび/または周波数シフタ124と光学的に運結された 光ファイバ22および分散が鋭システム126を有す る。長さ方向の走査において、処理ユニット18における干渉信号の復調は、長さ方向の走査ユニット12のド ップラー度波数と等しいまたはドップラー周波数付近の 中間周波数で起こる。しかし、回転走査においては、中 間度波数をシフトする適切な手段が必要である。位相お よび/または周波数シフタ124は、この機能を果た す、位相および/または原放数シフタ124は、放射線 の干渉得号成分の周夜数をベースパンド型ノイズと難し て変調することによって最適な検出感度を維持し、エイ リアシングを防止する。位相および/または周波数シフ タ124は、例えば、LiNbOi電気光学変調器また は停張可能なファイバなどの、セロダイン変調を有する 位相変調器の形態をとり得る。セロダイン位相変調は、 2πの倍数でリセットされる振幅を有する鋸歯駆動パタ ーンを用いることによって効果的に成し遂げられる。あ るいは、位相および/または風波数シフタ124は、音 響光学変調器であり得る。必要な周波数シフトは、回転 インバルス応答のおよそ数倍である。インバルス応答は、持終時間T~(回転速度)/(フォーカルスポットサイズ)を有する。電子処理ユニット内で用いられる公 **称帯域幅は、回転走査における回転パルス幅または長さ** 方向のパルス幅 (コヒーレンス段) とほぼ等しく設定さ れる。長さ方向の走査において、フィルタ中心異波数 は、セロダインもしくは音響光学周波数シフトまたはト ップラー周波数シフトによって、回転走査または長さ方 向の走査についてそれぞれ設定される。いくつかの応用 においては、分散の平衡を保つか、または2つの周波数 50

シンク間の差異波数で動作させるために、両参照アーム において、位相および/または周波数シフタモモイを設 けることが必要であり得る。通常、非ファイバ干渉板東は、参照反射器 1 2 に到達し、参照反射器 3 2 から反射 するときに、その形状を保持する しかし、例4に示す 光ファイハギ巻計144では、ファイバ材料、構改路分 敷、バルク光学或分および組織分散によって、光源2の 波束の様々な関波数成分が異なる速度で走行し、事実、 波束を消去し、撮像解像度を減少させる。 高ピーケパワ ーパルスが用いられる応用において、自己位相変要はま た、解像度に運影響を与え得る。分散平衡を維持するために、各アーム188、110における同一の長さのフ ァイバおよび/または分散平衡成分126が用いられ得 分散補償システム126は、路長の差によって生じ る処理アーム188および測定アーム110においてだ 好される放射線の分散における差を(コヒーレンス技术 謎に) 等しくする。この間に示すように、結合器106 から反射器 1 2までのファイバ経路の長さは、結合器 1 0 6から内視鏡ユニット 3 4の遠位遅までの経路の長さ とほぼ等しくなければならない ファイバの長さを分散 長未満に一致させることに加えて、分散補償システム! 2.6は、光が内視鎖ユニット3.4内のファイバから出射 し、光学素子5.4によって案内され、目的の構造体1.4 から反射し、内視鏡ユニット34に再び入るときに発生 する公称分散(nominal dispersion)を補償するために ガラスを含む光学素子(図示せず)を有し得る。すべて ガッスを召む元子系す「個本でも)をおじゅつ。。 へく の実務形態において、耐反射性のコーティングされた光 学館品56(または、光学ユニット54)、ファイバ2 2、32および44、ならびに角度を成すように研修され、横部が開口したファイバまたはファイバコネクタ (冈示せず) を用いることによって迷光反射を吸小限に 抑えることが重要である。さらに、基準および倡号ファ イバ長とコネクタ位置とを数コヒーレンス長だけ分離 し、これらの残りの反射からコヒーレンス相互作用がな いようにすることが所望される。さらに干渉検出には、 参照偏光ベクトルおよび信号偏光ベクトルを配列し、個 光感度を能持することが必要とされる。測定アーム11 0の光学ファイバ4 4 が移動または加熱されるか、目的 の構造体14が複屈折率を有する場合、信号減衰が発生 し得る。個光保存ファイバまたは個光ファイバは、構造 体14の複屈折率を補償しないが、ファイバ移動または 加熱の問題に対する1つの解決法である。さらに、ファイバは、通常、偏光を正確に維持しない。この結果、コ ヒーレンス機能が消滅するかまたは信号が損失される。 図15に示す幅光ダイバーシチ受信機416を用いるこ とによって、両偏光間遅が補償される。図15は、偏光 ダイパーシチ受信機416を行する干渉計401の実施 形態を示す。このような受信機 4 1 6 は、2 つの 偏光ダイバーシチ検出器 4 1 7 、4 1 5 を用いる。参照反射器 4 1 2 から反射され、観察中の構造体 4 1 4 から反射さ

れる光学放射線は、ビームスプリッタ406で合成され る。ビームスフリッタ106は、下沙計の光ファイバル 施形態において光学結合器を有し得る。 個光コントロー ラ(図示せず)を用いて、参照アーム408個光は、個 牙ピームスプリッタ(PBS)420で2つの検用器4 17、415を同等に照射するように調節される。光学 路のこの部分が開放空気にある実施形態において、ビー ムスプリッタ406と参照反射器412との間のバルク ゼロ次波面、または他の適切な位置が用いられ得る。光 ファイバが光学路のこの部分に用いられる実施形態にお いて、ファイバ仮光可転装器(Mぶせず)が用いられ得 る 図15のこの受信機416の構成を用いると、2つ の光絵出版417 415の「乗出力の会計は、構造体 112からの反射光の偏光状態と独立する。 受信機416を用いることによって、構造体414内の 偏光回転による信号減衰がなくなり、2つの偏光成分の 相封的な物度を超べることによって構造体412の報道 振事に関する情報を提供し得る。2つの検出器417、 415の二乗出力の合計は、構造体412から反射した 光の偏光状態とは独立する。1つの検出器 4.1.7 における干渉信号は、水平偏光におけるサンブル電界に比例 し、他の検出器 1.1.5内の信号は、垂直偏光におけるサンプル電界と比例するので、これらの2つの電界成分の 二乗の合計は、総パワーと等しい。さらに検出器および 液面を用いることによってこの偏光ダイパーシチを偏光 受保機まで延ばし、 全ストーケバラメータまたはポアン カレ球体が、当業者に公知のように、コヒーレンス扱と 等しいスケールでマップされることが可能である。上記 のように、単一モードファイバは、通常、光を構造体 ! 4におよび構造体 1 4 から連結するために用いられ得 る。さらに、レンズなどのバルク光学ブローブモジュールは、内視鏡ユニット34において用いられ、光を構造 体14におよび構造体14から結合する。従来の内視策 のように、長さ方向の走査範囲(被写体深度)および回 転解像度との間でトレードオフがしばしば存在する。同 転解像度は1/F#に比例し、被写体深度は、(1/F #) 「に比例する。ここで、F#は、撮像システムのF 数である。従って、高い回転解像度は、走査深度を代儀 として成し遂げられる。再び図7Bを撃限すると、ガウ スピームに関しては、半値幅エネルギー(FWHM)共 無距離りは、2mω・ゲー人によってほぼ与えられる。こ こで、ω・は、e ピーム強度ウエスト半径(raist rad ius)であり、よは、ソース波段である。従って、ω .は、良好な回転および軸解像度を維持するために非常 に小さい。撮像深度もまた小さい。なぜなら、共焦距離 5 (住占達的) の外側に集めされた光は 光ファイバに B的に再び結合されないからである。20 μm:の回転 解像度については、被写体深度は、0.8μmの波艮で 約800μmまでである。従って、1つの実施形態にお

が好ましい。OCTの大きなダイナミックレンジでは、 共無距離を越えて声音し、信号対フィズまたは信号対プ ラインドネス (blindness) が等化を限定するポイント まで、長さ方向の点広がり関数に従っておりを進子的に 等化し得る。再び図4を撃闘すると、検出器16および 信号処理電子部品18は、好ましくは、経過度および在 いグイナミックレンジを提供するように構成される。システムの感度に対する1つの限定は、検問器における量 子楼橋効果によって指向される。構造体 1 4からの最小 の分解可能な反射は、R. → 3. 5 (v / ΔL) / (η P. / Lv) によって得られ得る。ここで、v は参照ミラーの具さ方向の速度。ΔLはソースコヒーレンス は、 pは検出器量子効率、P・は入射ソース信号パワー、自はプランク定数、vは光学環放数である。従っ 構造体が迅速に走査される場合vは大きく、大きな 信号パワーは所定の受信機感度を維持するために必要で ある この感度を成し遂げるために (モノイズトランス インピーダンス牌喊器(T I A) 1 9 および|分な基準 信号パワーが必要であり、参照アームパワーからのショ ・トノイズは、TIA19の熱ノイズを支配する。さら に、1つの実施形態において、信号処理電子部品は、位 相感知検出技術および逆散乱理論または帯域幅地張技術 を用いて、向上した解除度および他のさらなる信号情報 を抽出し得る。位相感知検出を可能にする 1 つの方法 は、電子処理ユニットを、アンチエイリアシングローバ スフィルタおよびA/D変換器から構成することであ スノイルタおよいAノフを収録から構成することである。 A/Dは、好ましくは、中間関放教の約2 併で動作する12-16ピット装置である。1つの実施形能において、信号処理電子部品18は、さらに、受信された信号から速度データを抽出し得る。ドップラー関放数を分 析することによって、この実施形態は、コヒーレンス長 と等しい空間解像度を有する構造体の速度に関する情報 と守らい空間が180次とするである。このような技術は、血液また は体液(分配)フロー、バルスレート等を分析するため に重要なツールである。ディジタル信号処理ユニット (DSP) ユニット (図示せず)は、呼び (nominal) ゼロドップラー風波数徴号の殴りにバンドバスフィルタ パンクを実現することを含むいくつかの方法で周波数解 折を成し遂げ得る。より高い解像度画像を得るために がと成したり付る。よりめい。 新原度原理を行るためた は、新速走きなよび高い電源を必要とする高速関係が必 要である。しかし、多くの場合、造成可能な画像速度 は、動きアーチファクトを除去するのには十分でない。 上記の影張可能なパルーンは、画像フィールドを安定化 させるのに用いられ得るが、電子画像安定化も重要である。多くの応用において、個別のフレームが得られ得る る。ラくいんがによる。 (、10月00プレームが得らればら 速度(~1月2)は、動きによって誘導された大抵のア ーチファクトを設小にするのに十分である。しかし、 0 CTは、<10 umクラスの解像度を有し得るので、フ レーム対フレームの安定化は、高解像度規覚化を可能に するのに重要である。フレーム対フレームの安定化場像 いて、光学被写体深度は、ほぼ長さ範囲に一致すること 50

村間2002-214127

(12)

特開2002-214127

機治スケールで決定し得る。上述のように、WWの適用 により組織を視覚化する能力が向上する。本発明において信号を波長多重するための方法がいくつか存在する。 図示のように、複数の光源を多重化するための単一モード光ファイバMDMマルチプレクサ605および、受信信 号(receiver signal)を脱多重化するための野班デマルチ プレクサ620を用い得る。結合器606は、溶け合わ された複円錐(fused biconical)テーパー化粘合器また はパルク干渉フィルタタイプであってもよく、これらは 広く市販されていることが知られている。唯一の要件 は、用いられる光ファイバが、問題とする波長範囲全体 にわたって単一モードであることである。脱多重化動作 については、区示の実施形態において、デマルチプレ サ620を2つの別々の検出器616、617に結合す る。この構成により、1つの光液長からのみのショット ノイズが検出されるため、感度が向上する。別のデマル チプレクサの実施形態では、単一の検出器(図示せず) を用いて信号を、それらの特有のドップラーシフトに基 づいて(長さ方向優先走査実施形象の場合)、あるいは セロダイン周波数シフト(回転走査の場合)に基づいて 分離する。

非長さ方向走点の共能形態 ・記説別の大部分は長さ方向走査機構を通じて基準経路 の長さを変更することを包含する方法を中心としてきたが、本発明の実施形態のうちいくつかは、特に図17お よび図18に示すように、長さ方向走査機構を用いない。図17の実施形態を参照して、発光源702は、調 節可能な外部格子を有する半導体レーザ、駆節可能な固相レーザ(例えばTiAlO。)、または色素レーザなどの、 狭帯域周波数顕新可能派である。光源702を広い崩波 数範囲にわたって表早く調節する際に、長さ方向走査機 機を用いずに、問題とする構造体714に関する長さ方 句の情報を決定することができる。 源702によって発 光される放射は、光結合器706に伝えられる。前辺の ように光結合器706は、測定アーム710を規定する 光路(内視鏡ユニット731に結合された回転機構73 5を含む)に沿って、また参照アーム708を規定する 光路(選定期間中静止している静止参照反射器712に 結合された分散補償システム726を含む)に沿って、 放射を導く。定常出力光源702は、例えば銅揚状で広 い現被数範囲にわたって素早く胃液散調節されることにより、周波数チャーブ(frequency chirp)を実現する。 動作に裂して測定経路710の長さは、典型的には基準経路708の長さよりもわずかに長い、必要に応じて、 図2Bに示すように参照反射器は内視鏡734の場に位 置されてもよい。その場合、光が原702から参照反称 28712に届き検出器に716に戻るのにかかる時間の

遅近は、深702からサンプル714そして検出器71 6までの遅延よりもわずかに小さい。すなわち、構造体

714内からの単一の反射は、参照反射器712からの

(13)

特開2002-214127

反射よりも後に到達する。 給出界7.1.6において2つの 光信号は干渉し、2つの電界の稜(product)は、検出器 716内で生成される問題とする1成分となる。リニア 周波数チャーブおよび2つの光学フィールド側の相対遅延のため、2つのフィールドの積は、参照反射器712 に対する構造体7 1 4 内の反射部位の相対距離に比例した一定のビート周波数をもたらす。Fmをビーク周波数 個券と定義し、Tを掲波数チャープの展期と定義すれ ば、ピート周被数はおおよそ以下のように与えられる:

 $Fb \sim (Fm/T)^{\circ} \Delta t \sim (Fm/T)^{\circ} (2\Delta x/T)^{\circ}$ 上式において、Δ1は2つの信号間の時間遅延差であ り、Δxは実効光路長差であり、cは光速である。従っ てピート馬波数情報は、構造体711内の反射の光路名 に関する情報を含んでいる。このピート度波数項の大きさはその特定の深度における反射部位の大きさ(magnitu de)に比例する。RFスペクトル分析器700に結合された低ノイズトランスインピーダンスアンプ(TIA) 7 1 9 を用いてR F スペクトル分析を行い、問題とする 関波教範囲にわたっての反射の大きさ(構造体714内 の問題とする深度範囲に対応する)を決定する。図18 に、上述の長さ方向走査機構を無くした本発明のさらに 別の大策形態を示している。この大発形態において、縦 802は典型的には広スペクトル帯域部を有している。 脚定期間中に参照アーム808の経路長を顕飾する必要 がやはり無くなり、静止参照反射器812によってこれ に換えている。源802によって発光された放射は光結 合器806に伝えられ、前述のように光結合器806 は、測定アーム810を規定する光路(内視線ユニット 834に結合された同転機構835を含む) に沿って - ム808を規定する光路(静止参照反射器 812に結合された分散補償システム826を含む)に 沿って、放射を導く。必要に応じて、図2Bに示すよう に参照反射器は内視鏡834の端に位置されてもよい。 図示の実施形態において、検出された放射は、格子型分析器または高フィネスTempTemp製的可能ファブリーペロ ーフィルタなどの、光学スペクトル分析器820にて分析される。光学スペクトル分析器820の出力は、コン ビュータ化画像処理機822の入力信号となる。コンビ ュータ化画像処理機822は、各回転位置におけるスペ クトルのフーリエ変換を行うことにより、問題とする構 造体の像を得る。画像処理機822の出力は、ディスプ レイ/記録装置838に与えられる。動作に際して、参 照アーム808および測定アーム810を規定する光路 からの反射された放射は、光結合器806において前述 のように連結され、スペクトル分析器820に伝えられ 一支原形使において、参照アーム808経路長は、 構造体814への問題とする経路長よりもわずかに小さ い 説明のために、構造体814内から単一の反射が異 するとする。測定アーム810経路の長さが、網802 50

から構造体814そして光学スペクトル分析製820の 入力へと戻る光路長であるとする。基準経路808の長さが、光瀬802から参照反射器812そして光学スペ クトル分析器820の入力へと戻るものとする。光路長差は、測定アーム経路810および参照アーム経路80 8間の差である。構造体814内における反射の大きさおよびそれに関連する経路長差は、光スペクトルを調べ ることによって測定され得る。光学スペクトル分析器8 20において、所与の経路長差につき、顧802に含ま れる周波数にわたって建設的光干池と破壊的光干池とが 存在する。この干渉の大きさは反射の大きさに依存する。反射がなければ干渉もない。反射が基準反射と同じ だけ大きければ、特定の周波数において光スペクトルの完全な相段が起こり得る。分散補償器826を用いて補 値されるべき分散差がなければ、光学スペクトル分析器 820で測定された光スペクトルは、強度対光調周波数 を表す正弦波様干渉パターンを含むことになる。干渉パ ターンの大きさは、機造体の反射係数(この周波数は光 ターンの大きさは、機道体の広射体数(この関係数は外 転長差に比例する)に比例する。下述パターン共場接 数の周期は、 Δ (\sim Δ x / c る。光学スペクトル分析器820で導かれたデータに対して画像処理器822においてフーリエ変換を行うこと により、構造体8 1 4の反射率曲線が得られる。 医療手順におけるシステムの使用 本発明の上記実施形態は、多くのタイプの、最小海の得

製注を有する医療手順において用いることができる。 本 発明は、静脈内のステント配置用静脈内高解像度機像方 法を提供する。本発明の損像システムは、従来のステン トカテーテルに一体化され得る。 高解像度機像は、血管 または組織の壁に対するステントの位置を判定し、血管 または組織の壁内の血塊の存在を固定し、血管の微矩構 遺体に対する圧縮の影響を決定するために川いられ得る。 現在、ステントを配置した後に、血管造影図(上述 したように)および血管超音数が得られる。血管超音数 の限界は、低い解像度、血塊をブラークと蔑別する能力 の欠如、および血管または組織の壁の下方の微細構造体 を三確に判定する能力の欠如である。 図118を参照す ると、ステントは部分的にパルーン80により配置され 得る。ステントが透明または部分的に透明であるように 形成されている場合、撮像技術はステントを配置するこ とを補助するために用いられ得る。ステントの配置およ び検査を補助するために、2以上のシースまたは他の平 滑な表面が、トルクケーブル45とカテーテル本体47 の内膜表面とを分離し得、それにより機像装置がファイ ンパッペパーになって外部カテーテルに対して移動することを可能にする。外部カテーテルは、近位パルーンまたは他の手段を用いて安定化され得る。 環像カテーテルは、ステ

処理を提供することが必要である。1つの技術は、基準 として規定される1つの画像または画像のセットとの2 次元空間相互相関を行うことである。ピーク相互相関ベ クトルを計算した後、このベクトルは、画像を再登録するために適用され、それによって、動きで誘導されたア

ーチファクトは除去され得る。ビーク相互相関について 全産像空間にわたってサーチする必要はない。なぜな ら、フレーム対フレームの動きは通常、全画像よりもは るかに小さい範囲に限られるからである。さらに、基準 西像は、経時量、例えば、義後のNフレームの指数重み づけであり得る。また、このフレーム対フレームの安定 化は、ガイドワイヤ、カテーテル、または内視鏡を感知 するセンサと連結され、それによって、新しい基準フレームの必要性も合図し得る。他のフレーム対フレームの 安定化技術も、当該技術分野に公知のように用いられ得 る、本発明の別の実施形態は、構造体中における異なる 組織のイメージングを高めるために、異なる選波数に劇 節された複数の光源を用いる。図16に、波分割多重化 (wave division multiplexing: WDI)を用いた本発明の 実施形態を示している。本実施形態において、2つの発 光潔602、603を用いている。一実施形態におい て、好ましくは1.3µm旅および1.5µm旅が用いられ る。本文焼形態では1.3μm敵および1.5μm薬を示して いるが、この概念を任意の被技を有する任意の数の光類 に拡張することも可能である。これらの源602、60 3から発光された放射は、WWマルチプレクサ605で 連結(combine)され、液長独立光結合器 6 0 6 に伝えら れる。前述のように液長独立光結合器606は、測定ア ーム610を規定する光路(ファラデー循環器630お よび内現類ユニット634に結合された巨紅機構6335 を含む) に沿って、また砂板アーム608を規定する光 路(位相変調器624、ファラデー循環器630、およ び分散補償システム626を含む) に沿って放射を導

く、参照反射器612および構造体614から反射され

た光は結合器606によって連結され、WDMデマルチブレクサ620に伝えられる。出力光信号は、検出器61

6、617への入力光信号である。検出器616、61 7からの出力信号はそれぞれ、低ノイズトランスインビ

ーダンスアンブ624、625によって整えられてか ら、2つの信号処理モジュール626、627のいずれ

かへの入力倍号となる。次に信号処理モジュール62 6、627からの出力信号を処理する。このように、異

なる光周波数を有する2つの何時像が得られる。本実施 形態のイメージングシステムから得られる2つの像は、

別々に観察されるか、あるいは比訳定(ratiometric mea

surement)を行うことにより構造体 1.4に関する立体視

情報を決定してもよい。例えば、1.5μmで発光された 放射は、1.3μmで発光された放射よりも水吸収性が高

い、1.5 m 頭で得られた像および1.3 m 頭で得られた 像の比を取ることにより、サンフルの水分含有量を微矩 50 ントの表面を検査するため及び画像セットを生成するた めに、手動または自動的に移動され得る。あるいは、木 発明の概像システムは、従来の経皮アテレクトミーカテ ーテルに一体化され得る。そのため、プラークを介する アテレクトミープレードの移動がリアルタイムでモニタ され得、壊れやすい構造体にダメージを与える可能性を 低下させる。さらに現在、高解像度機像は、従来のロートプレードカテーテルをガイドしてプラークを除去する ためには使用できない。血管または相様の表面を「研 島」する手順は現在、血管造影図によりガイドされてい る。血管造影図による低解像度ガイダンスは、断面撮像 を行えないことに加えて、血管または組織内のカテーテ いの機作を困難且つ多少危険にする。本分明の機像システムは、従来のロトブレードカテーテルに一体化され得る。高解像度機像により、相議の除去の深さを判定する。したががたたって、 ことが可能になる。さらに、ロートブレードによる除去中に人きな新片が生成されることにより手順に関連する 合併症のいくつかが起こると考えられるため、高解像度 撮像は、これらの粒子の発生を追跡することを可能にす る。静脈内レーザの使用は、ピームの位置を3方向にお 20 いて制御することができないことにより不可能である。 現在、手順は、血管造影図によりガイドされており、断 面ではなく軸方向において血管または組織を判定してい る。従って、ピームの半径方向角度は、高度な正確さで は判定することができない。手順をガイドするために、 本発明の撮像システムを同時に用いることにより、アテ レクトミービームの位置を2および3次元において判定 することが可能になる。図 19 に、損像システムの、レーザ外科技圏と光ファイバにより接続された実施形態を示す。上述したように、損像システムは、内視鏡ユニッ 30 ト934に接続された回転機構935を有する測定アーム910、および位相シフタ924と長さ方向走査機構 928と参照反射器912とを含む参照アーム908を含む。この実施形態において、高出力レーザメス920 を内視鏡ユニット934に接続するために、結合器また は高速光ファイバスイッチ909が用いられ得る。レー ザメスタクルが異なる波得を存する場合。 レーザメスタ 20は、検出器916における光の干渉を阻止してレー ザ発射と撮像とを同時に行うことを可能にするために、 WDM光ファイバ結合器(図示せず)を用いて接続され 得る。この実施形態において、レーザメス920の発射 は、コンピュータ924からの入力を受け取るコントロ ール機構922により制御される。コンピュータ924 は、電子処理ユニット918に接続されて、処理ユニット918に獲得され表示された両僚情報に応答して上記 入力をほぼリアルタイムで提供する。レーザメス900 は、レーザメス920内のレーザ級からのレーザ照射 を、人情報を用いて又は自動ターゲット認識を用いてオ ベレータにより選択された回転セッティングに沿って送 【図9】 図9は、本発明 遠し得る。レーザ顔902からのレーザ発射は典型的に 50 光学系の実施形象を示す。

は、内視鏡934内の光ファイバ944の回転走査と問 期され、構造体914のある点が撮像されているときに レーザが発射するようになっている。あるいは、連続発 射を可能にするために回転を停止することもできる、本 発明を好適な実施形態を参照して上記に特に図示し説明 してきたが、本発明の思想および範囲を逸脱することな く、形態および詳細な点に関する上述した又はその他の 変更が当業者によってなされ得る。光学的にコヒーレン トな断層撮影を行う機像システムは、光照射減と、参照 光反射器と、参照光反射器につながる第1の光路と、内 **複節ユニットに接続された第2の光路とを含む。内視符** ユニットは好適には、孔を規定する細長いハウジング と、細長いハウジングの孔内に位置して孔の長さ方向に 延びる、近位端と遠位端とを有する回転可能な単一モー ドの光ファイバと、回転可能な単・モードの光ファイバ の適位端に接続されて単一モードの光ファイバからの光 照射を構造体に伝達し且つ構造体からの反射光照射を単 ーモードの光ファイバに伝達するように位置づけられた 光学システムとを含む。システムはさらに、光照射源か らの光照射を反射器への第1の光路に沿って及び第2の 光路に沿って分割するビーム分割器と、第1の光路に沿 って伝達された反射器からの反射光と第2の光路に沿っ て構造体から伝達された反射光とを受け取るように位置 づけられた検出器とをさらに含む。検出器は、参照反射 ンのづれた状況がこととうこれの。状況がは、シボルが 影からの皮料光照射と構造体からの皮料光照射とに広答 して信号を発生させ、プロセッサは、検出器からの信号 に応答して構造体の画像を生成する。システムは、画像 の回転方向および長手方向の両方の走査を提供する。

【図面の簡単な説明】 【図1】 図1は、本発明の撮像システムの1つの実施 形態のブロック図である。 【図2】 図2Aおよび図2Bは、図1の機像システム

で用いられる干池計を示す。 【図3】 図3は、光ファイバ、ファラデー循環器、お よび平衡受信機を切いる、図1の撮像システムを示す。 【図1】 図1は、本発明の縦方向走査機構の2つの実

【図5】 図5Aは、参照反射器、特に本発明の撮像システムで用いられるらせん状カムの実施形態を示す。図 5 Bは、本発明の機像システムで用いられるPZTシリンダの実施形態を示す。

【図6】 図6は、機像システムの内視鏡ユニットの実 施形態を示す。

【NT7】 「NTA~例7Cは、本発明の掃像システムに おいて異なるいくつかのビーム方向付け光学装置により実現される走費パターンを示す。

【図8】 図8は、本発明の内視鏡ユニットに接続する 回転走査機構の実施形態を示す。

【図9】 図9は、本発明の内視鏡ユニットに接続する

27 【図10】 図10は、本発明の内視鏡に接続する光学 系の別の実施形態を示す。

【図11】 図11Aは、脳限可能パルーンを含む、本発明の内視鏡ユニットの別の実施形態を示す。図11B

は、図11Aの実施形態を断面図で示す。 【図12】 図12は、ガイドワイヤを含む、本発明の 内視鏡ユニットの別の実施形態を示す。 【図13】 図13A~図13Dは、本発明の提像シス

テムによって行われる回転走査と擬方向走査との様々な

【図14】 図14は、本発明の機像システムにより得 られる動脈の内部構造の画像を示す。 【図15】 図15は、偏光ダイバーシティ受信機を含ま

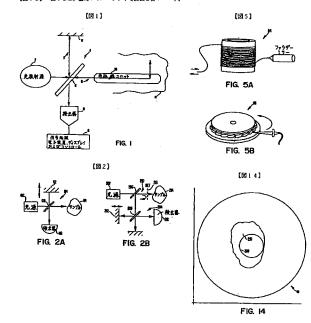
* む、本発明の干渉計の実施形態を示す。

【図1G】 図16は、波分割多重化(wave division m ultiplexing)を利用する、本発明の脱像システムの実施 形態を示す。

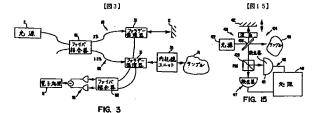
【図17】 図17は、帯域幅が狭く周波数調整が可能な光源を利用する、本発明の機像システムの非縦方向走 査の実施形態を示す。

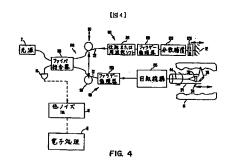
【図18】 図18は、フーリエ変換分光技術を利用す る、本発明の機像システムの非擬方向走査の実施形態を

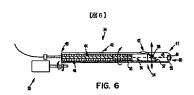
【図19】 図19は、本発明の機像システムがレーザ 外科装置と一体形成される、本発明の別の実施形態を示

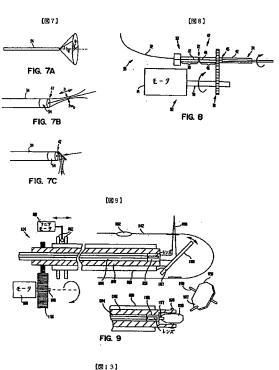


(16) **お願2002-214127**



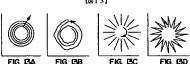


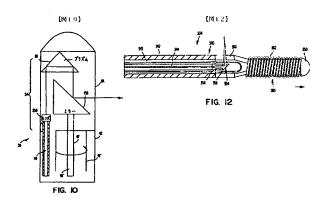


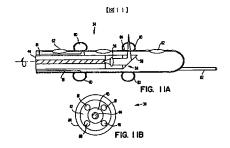


(17)

特開2002-214127

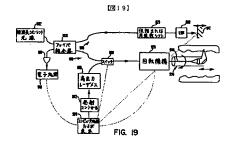






(20)

料開2002-214127



フロントベージの統き

(51) Int .CL. C 0 1 N 21/35

認別記号

(71)出顧人 596096696 77 Massachusetts Ave

(71)配観人 396499999 7 Massachusetts Avenue. Cambridge. MA 62139 USA (72)発明者 ジルルモ デアネイ アメリカ合乗国 マサチューセッツ 62130、 ケンブリッシ、 フランカリンストリート 129、 アパートメント ナンバー329 マナチューセッツ 62120、 ボストン、 エリングウッド ストリート 6 (72)発明者 ブレット イー・パウマ アメリカ合乗国 マサチューセッツ 62125、 ボストン、 セイビン ヒルアベニュー 144 (72)発明者 マルデン、 ウスティーアベ 15148、 マルデン、 ケスティー アベニュー 181

CO1B 11/24

f-75-1⁽(修考)

(72)発明者 エリック エイ、 スワンソン
アメリカ合衆国 マザチューセッツ
の1720、アクトン、オークウッド ロード 13アール
(72)発明者 ジェイムズ ジー、 フジモト
アメリカ合衆国 マサチューセッツ
の2138、ケンブリッジ、 マサチューセ
ッツ アベニュー 2532
「ターム(参考) 25054 AMO9 FF00 CC02 CC05 CC22
CC24 CG33 CC69 1115
2F055 AM52 CT16 DP03 FF55 CC04
CC07 LL02 LL12 RM03 RM04

CCO7 LLOZ LL12 NNO3 MXO4 MN15 MN16 XXO8 PP22 UU01 UU03 UU06 CU07

26059 AA05 BB12 CC16 EE05 EE09 EE12 FF01 FF08 FF09 CG01 CCO2 CCO4 CCO6 HHO1 HHO6 1111 1112 1113 1117 11:9 1122 KKO1 KKO3 LLO2 MM10 NNO1 PPO4

40061 AAOO 8800 CCOO DDOG FF21 FF35 FF47 CC15 IIII51 IIII56 10H57 | 1111

